

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



JC979 U.S. PTO
10/092136
03/06/02



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

#6
9/26/02
m. Prudges

Aktenzeichen: 101 10 673.4

Anmeldetag: 6. März 2001

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

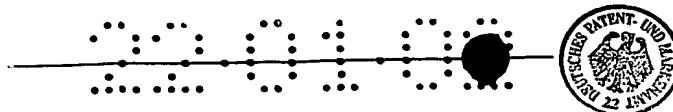
Bezeichnung: Röntgendetektorarray und Verfahren zu
seiner Herstellung

IPC: G 01 T, A 61 B, G 01 N

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der
ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 4. Februar 2002
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Agurks



Beschreibung

Röntgendetektorarray und Verfahren zu seiner Herstellung

5 Die Erfindung bezieht sich auf ein Detektorarray zur Detektion von Röntgenstrahlung, mit mehreren nach Art einer Matrix oder Spalte angeordneten einzelnen Sensorelementen, die jeweils ein für Röntgenstrahlung empfindliches Szintillatorelement und einen mit diesem in optischem Kontakt stehenden photoelektrischen Empfänger aufweisen, wobei zwischen jeweils 10 zwei benachbarten Szintillatorelementen ein die Szintillatorelemente voneinander abgrenzender Zwischenbereich vorhanden ist.

15 Die Erfindung betrifft außerdem ein zweidimensionales Detektorarray zur Detektion von Röntgenstrahlung, mit mehreren in Zeilen und Spalten angeordneten einzelnen Sensorelementen, die jeweils ein für Röntgenstrahlung empfindliches Szintillatorelement und einen mit diesem in optischem Kontakt stehenden photoelektrischen Empfänger aufweisen, wobei zwischen jeweils 20 zwei benachbarten Szintillatorelementen ein die Szintillatorelemente voneinander abgrenzender Zwischenbereich vorhanden ist.

25 Die Erfindung bezieht sich außerdem auf ein Verfahren zum Betrieb eines solchen Detektorarrays sowie auf ein Herstellungsverfahren für ein Detektorarray zur Detektion von Röntgenstrahlung.

30 Für Computertomographengeräte oder für andere Geräte, in denen mittels Detektoren Röntgenstrahlung oder andere energiereiche Strahlung detektiert werden muss, werden Leucht- oder Szintillatorstoffe verwendet, welche die Röntgenstrahlung bzw. die energiereiche Strahlung in andere elektromagnetische 35 Strahlung transferieren, deren Spektralbereich dem menschlichen Auge oder einen photoelektrischen Empfänger zugänglich ist. Die detektierte elektromagnetische Strahlung ist bei-

spielsweise sichtbares Licht, ultraviolettes Licht oder Infrarotlicht. Ein geeignetes Szintillatormaterial, eine sogenannte UFC-Keramik (Ultra-Fast-Ceramic), ist beispielsweise in US 5,296,163 beschrieben.

5

Zum Erzielen einer Ortsauflösung des Röntgensignals werden Detektoren benötigt, die in mindestens einer Richtung strukturiert sind. Beispielsweise kommen Detektorarrays zum Einsatz, bei denen mehrere Sensorelemente nach Art einer Spalte angeordnet sind (lineares oder eindimensionales Detektorarray).

 Zur schnelleren Bildverarbeitung und aus Gründen der besseren Ausnutzung des von einer Röntgenquelle abgestrahlten Strahl-

15 bündels ist es auch bekannt, einen Röntgendetektor derart auszubilden, dass er entlang zweier senkrecht aufeinanderstehender Achsen strukturiert ist, so dass ein zweidimensionales Detektorarray gebildet ist. Solche zweidimensionalen Detektorarrays, bei denen die einzelnen Sensorelemente nach Art 20 einer Matrix angeordnet sind, sind beispielsweise in US 5,440,129, EP 0 819 406 A1 und WO 00/43810 offenbart.

Ein Sensorelement ist jeweils gebildet aus einem für Röntgenstrahlung empfindlichen Szintillatorelement und einem mit 25 diesem in optischem Kontakt stehenden photoelektrischen Empfänger, beispielsweise einer Photodiode oder einem CCD-Element.

Bei den bekannten Detektorarrays sind die einzelnen Szintillatorelemente gebildet, indem ein sie voneinander trennender Zwischenbereich mit einem Reflektor- und/oder Absorbermaterial gefüllt ist und/oder in dem die dem Zwischenbereich zugewandten Seiten der benachbarten Szintillatorelemente mit einer reflektierenden Beschichtung versehen sind. Auf diese 30 Weise wird ein Übersprechen zwischen benachbarten Szintillatorelementen, das ist ein Lichtransfer von einem Szintillatorelement in ein benachbartes Szintillatorelement, unterbun-

den. Die von einem Röntgenstrahlungsquant in einem Szintillatorelement erzeugten Lichtquanten gelangen auf diese Weise mit hoher Effizienz ausschließlich zu dem dem Szintillatorelement zugeordneten photoelektrischen Empfänger, ohne dass 5 erzeugte Lichtquanten maßgeblich zu dem photoelektrischen Empfänger eines benachbarten Szintillatorelements gelangen würden. Dadurch wird eine bestmögliche räumliche Auflösung erzielt.

10 Durch das Vorhandensein der der Strukturierung dienenden Zwischenbereiche ergibt sich allerdings eine Verringerung des geometrischen Wirkungsgrads des Detektorarrays. Die Röntgenquanten nämlich, die in die Zwischenbereiche zwischen Szintillatorelementen treffen, erzeugen keine Lichtquanten und 15 werden somit nicht registriert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Detektorarray anzugeben, das sowohl einen guten Wirkungsgrad als auch eine ausreichende räumliche Auslösung aufweist. Es soll auch ein 20 Verfahren zum Betrieb eines solchen Detektorarrays und ein Herstellungsverfahren für ein solches Detektorarray angegeben werden.

25 Diese Aufgabe wird bei dem eingangs genannten Detektorarray gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass im Zwischenbereich Szintillatormaterial vorhanden ist.

Vorzugsweise stehen die benachbarten Szintillatorelemente durch eine den Zwischenbereich durchdringende Verbindung aus 30 Szintillatormaterial miteinander in Verbindung.

Bislang war man davon ausgegangen, dass eine vollständige optische Isolierung zwischen benachbarten Szintillatorelementen erforderlich ist um ein Detektorarray der eingangs geschilderten Art zur Detektion von Röntgenstrahlung betreiben zu 35 können. Der Erfindung liegt nun die Erkenntnis zugrunde, dass bei einer nicht vollständigen optischen Isolierung benachbar-

ter Szintillatorelemente zwar geringe Abstriche bei der erzielten räumlichen Auflösung gemacht werden müssen, dass dafür aber umso mehr eine Verbesserung des Wirkungsgrads des Detektorarrays erreichbar ist. Eine Erklärung liegt darin, 5 dass die Lichtquanten, die im Zwischenbereich von einfallenden Röntgenquanten im Szintillatormaterial erzeugt werden, zwar zum Teil in eines der angrenzenden Szintillatorelemente und zum Teil in das andere angrenzende Szintillatorelement gelangen, dass aber derartige Lichtquanten in die dahinter 10 angrenzenden Szintillatorelemente, d.h. in die übernächsten Szintillatorelemente, nur mit äußerst geringer Wahrscheinlichkeit gelangen. Mit anderen Worten: Die in den Zwischenbereich einfallenden Röntgenquanten erzeugen nicht nur einen konstanten, die Bildhelligkeit erhöhenden Offset oder Untergrund, sondern tragen auch zur Auflösung bei. Das Detektorarray nach der Erfindung weist also sowohl eine gute räumliche Auflösung als auch einen guten Wirkungsgrad auf. Diese beiden Größen sind jeweils auf Kosten des anderen optimiert, wenn- 15 gleich auch nicht jede Größe für sich den bestmöglichen Wert hat. Damit ergeben sich für das Detektorarray nach der Erfin- dung neue Anwendungsmöglichkeiten.

Bei den photoelektrischen Empfängern, die jeweils einem Szintillatorelement zugeordnet sind, kann es sich z.B um Photodi- 25 oden, um CCD-Elemente und/oder CMOS-Detektoren handeln.

Insbesondere ist bei dem Detektorarray nach der Erfindung der Zwischenbereich zwischen zwei benachbarten Szintillatorelementen nur teilweise als der optischen Isolation, also der 30 Verminderung eines Übersprechens (Cross-Talking) zwischen den benachbarten Szintillatorelementen, dienender Trenn- oder Isolierbereich ausgebildet. Er weist dann in einem anderen Abschnitt die Verbindung aus Szintillatormaterial auf.

35 Die Verbindung ist beispielsweise als Brücke oder Steg ausgebildet. Die übrigen Abschnitte im Zwischenbereich, also der Isolier- oder Trennbereich, können als Trennschicht ausgebil-

det sein, die z.B. mit einem Reflektor- oder Absorbermaterial gefüllt ist. Der Zwischenbereich kann auch lediglich aus einer dünnen reflektierenden Schicht bestehen, die auf eine oder auf beide dem Zwischenbereich zugewandte Seiten der 5 Szintillatorelemente aufgebracht ist. Der Trenn- oder Isolierbereich kann auch als luftgefüllter Trennraum, insbesondere mit angrenzenden Reflexbeschichtungen, ausgeführt sein.

Nach einer besonders bevorzugten Ausgestaltung sind die benachbarten Szintillatorelemente und die Verbindung zwischen den Szintillatorelementen aus einem gemeinsamen Stück Szintillatormaterial gebildet. Ein solches Detektorarray ist in vorteilhafter Weise besonders einfach herstellbar, da bei der Fertigung die einzelnen Szintillatorelemente nicht in voneinander isolierte Pixel vereinzelt werden müssen. Es kann ein 15 zusammenhängendes Array aus Szintillatorelementen erhalten bleiben, das sich einfacher bearbeiten lässt.

Vorzugsweise erstreckt sich der Isolierbereich nur teilweise 20 über die einander zugewandten Seiten der benachbarten Szintillatorelemente.

Nach einer anderen bevorzugten Ausführungsform weist die Höhe der Verbindung aus Szintillatormaterial einen Wert aus dem 25 Bereich zwischen 20% bis 50% der Höhe der Szintillatorelemente auf.

In gleicher Weise bevorzugt ist die Höhe der Verbindung derart ausgeführt, dass das - gedachte - mathematische Produkt 30 aus dieser Höhe mit dem Röntgen-Absorptionskoeffizienten des Szintillatormaterials einen Wert aus dem Bereich zwischen 0,15 und 0,50 aufweist.

Bei einer Höhe aus den angegebenen Bereichen kann die für den 35 Einsatz bei der medizinischen Röntgenbilderfassung geforderte Auflösung noch erreicht werden, da das auftretende Übersprechen noch tolerierbar ist. Andererseits werden in der Verbin-

dung oder in dem Steg aus Szintillatormaterial schon ein großer Anteil der im Zwischenbereich einfallenden Röntgenquanten absorbiert und tragen zum Nutzsignal bei. Dadurch ist neben der ausreichenden räumlichen Auflösung auch eine Verbesserung 5 der Quanteneffizienz oder des Wirkungsgrads des Detektors erreicht.

Vorzugsweise ist das im Zwischenbereich vorhandene Szintillatormaterial auf der der Röntgen-Empfangsseite abgewandten 10 Seite des Detektorarrays angeordnet. Eine solche Anordnung ist für die räumliche Auflösung vorteilhafter, als wenn das Szintillatormaterial empfangsseitig im Zwischenbereich angeordnet wäre.

15 Bezogen auf das eingangs genannte zweidimensionale Detektorarray wird die der Erfindung zugrunde liegende Aufgabe gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass im Zwischenbereich zwischen Zeilen Szintillatormaterial vorhanden ist.

20 Vorzugsweise ist dabei der Zwischenbereich zwischen Spalten frei von Szintillatormaterial.

Ein solches zweidimensionales Detektorarray ist ganz besonders für ein Computertomographie-Gerät geeignet. Bei dem Computertomographie-Gerät sind vorzugsweise die Zeilen in Umfangsrichtung, d.h. in der sogenannten ϕ -Richtung (Detektor-kanalrichtung) des Computertomographen, und die Spalten in Richtung eines zu untersuchenden Patienten, d.h. in der sogenannten z -Richtung des Computertomographen, ausgerichtet.

30 35 Die auf ein Betriebsverfahren bezogene Aufgabe wird gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass ein Übersprechen, das von dem im Zwischenbereich vorhandenen Szintillatormaterial verursacht ist, bei einer der Detektion der Röntgenstrahlung nachfolgenden Bildberechnung oder Bildauswertung berücksichtigt wird.

Insbesondere wird bei Verwendung des Detektorarrays in einem Computertomographen das Übersprechen bei der Bildrekonstruktion miteinberechnet. Hierzu kann ein mathematisches Faltungsverfahren mit einem entsprechenden Faltungskern (Faltungsfunktion) zum Einsatz kommen.

Die Berücksichtigung des Übersprechens bei der Bildberechnung bzw. Bildauswertung hat den Vorteil, dass die Einbußen bei der räumlichen Auflösung infolge des im Zwischenbereich vorhandenen Szintillatormaterials äußerst gering haltbar sind.

Die auf ein Herstellungsverfahren für ein Detektorarray zur Detektion von Röntgenstrahlung gerichtete Aufgabe wird gemäß der Erfindung gelöst durch ein Verfahren, bei dem in eine Schicht aus für Röntgenstrahlung empfindlichem Szintillatormaterial Trennkanäle eingebracht werden, ohne dabei die Schicht vollständig zu durchtrennen, wobei durch die Trennkanäle voneinander abgegrenzte Szintillatorelemente mit jeweils einem photoelektrischen Empfänger in Kontakt gebracht sind oder werden.

Das Einbringen der Trennkanäle geschieht beispielsweise durch Sägen oder Fräsen. Dabei kann in vorteilhafter Weise auf einen gesonderten Träger für die einzelnen Pixel oder Szintillatorelemente verzichtet werden, da infolge des nur unvollständigen Durchtrennens der Schicht ein zusammenhängendes Array einzelner Pixel oder Detektorelemente erhalten bleibt, das sich in einfacher Weise weiterverarbeiten lässt.

Vorzugsweise wird in die Trennkanäle ein Reflektor und/oder Absorbermaterial für Licht eingebracht.

Ein Ausführungsbeispiel eines Detektorarrays nach der Erfahrung sowie ein Verfahren nach der Erfindung zur Herstellung eines solchen Detektorarrays werden nachfolgend anhand der Figuren 1 bis 4 näher erläutert. Es zeigen:

FIG 1 einen ersten Schritt des Herstellungsverfahrens,

FIG 2 einen zweiten Schritt des Herstellungsverfahrens,

5 FIG 3 einen dritten Schritt des Herstellungsverfahrens,

FIG 4 einen vierten Schritt des Herstellungsverfahrens mit dem Detektorarray als Endprodukt, und

10 FIG 5 ein zweidimensionales Detektorarray nach der Erfindung in einer Draufsicht.

Zur Herstellung eines Detektorarrays nach der Erfindung wird - wie in **Figur 1** dargestellt - von einer planparallelen

15 Schicht 1 aus Szintillatormaterial M ausgegangen. Das Szintillatormaterial M ist beispielsweise eine sogenannte UFC-Ceramic, wie sie in US 5,296,163 beschrieben ist. Die Höhe H der Schicht 1 beträgt etwa 0,1 cm.

20 Wie in **Figur 2** im Ergebnis gezeigt ist, werden in einem zweiten Schritt zueinander parallele und senkrecht zur Zeichen-ebene orientierte Trennkanäle 3 von oben in die Schicht 1 eingesägt oder eingefräst. Die Trennkanäle 3 sind jeweils Teil von Zwischenbereichen 5, durch welche einzelne Szintillatorelemente 7 voneinander abgegrenzt sind.

25 Die Trennkanäle 3 werden mit einer Tiefe ausgeführt, die kleiner als die Höhe H der Szintillatorelemente 7 ist. Die Höhe h von verbleibenden Verbindungen 8 aus Szintillatormaterial M zwischen benachbarten Szintillatorelementen 7 beträgt etwa 0,03 cm.

30 Die als Brücken oder Stege ausgebildeten Verbindungen 8 sind somit Teil der Zwischenbereiche 5, so dass in diesen Zwischenbereichen 5 Szintillatormaterial M vorhanden ist.

In **Figur 3** ist das Ergebnis eines dritten Schritts des Herstellungsverfahrens dargestellt. In diesem Schritt werden die Trennkanäle 3, die Seitenflächen der jeweils zu äußerst gelegenen Szintillatorelemente 7A sowie die der zu detektierenden Röntgenstrahlung 10 zuwendbaren Seitenflächen mit einem Reflektor- und/oder Absorbermaterial R ausgefüllt bzw. bedeckt. Auf diese Weise werden die Trennkanäle 3 zu Isolierbereichen 9, welche ein Übersprechen zwischen benachbarten Szintillatorelementen 7, 7A vermindern.

10

Figur 4 zeigt das Endprodukt, wie es sich nach einem vierten Schritt des Herstellungsverfahrens ergibt. In dem vierten Schritt wird an der der Röntgenstrahlung 10 abgewandten Seite der Szintillatorelemente 7 ein Substrat 13 mit einzelnen photoelektrischen Empfängern 11 optisch angekoppelt. Das geschieht z.B. mittels eines optisch transparenten Klebers. Je ein photoelektrischer Empfänger 11 ist hinsichtlich seiner Position und Größe an eines der Szintillatorelemente 7 angepasst. Die von der einfallenden Röntgenstrahlung 10 in den Szintillatorelementen 7 erzeugten Lichtquanten 15 generieren in den jeweiligen photoelektrischen Empfängern 11 ein elektrisches Signal, das über nicht dargestellte Kontakte einer Auswerteelektronik zuführbar ist.

15

Auch in den Isolierbereich 9 einfallende Röntgenquanten 16 erzeugen Lichtquanten 17, 18, und zwar in der Verbindung 8. Diese Lichtquanten 17, 18 gelangen zu benachbarten Empfängern 11.

20

Das in **Figur 4** dargestellte Endprodukt des Herstellungsverfahrens stellt ein eindimensionales Detektorarray 21 nach der Erfindung dar.

25

Trennkanäle und Isolierbereiche werden in analoger Weise zu den Figuren 2 und 3 senkrecht zu den dort dargestellten Trennkanälen 3 bzw. Isolierbereichen 9 und diese kreuzend

eingebracht, um ein zweidimensionales, matrixartiges Detektorarray 23 zu erzeugen (siehe Erläuterungen zu Figur 5).

Bei dem Detektorarray 21 nach der Erfindung ist die Szintillatorschicht 1 nicht in ganzer Tiefe strukturiert. Zwischen den einzelnen Pixeln oder Szintillatorelementen 7 bleibt 5 vielmehr eine Verbindung 8 oder ein Steg aus Szintillatormaterial M bestehen. Hierdurch wird einerseits weiterhin eine optische Trennung der Pixel gewährleistet, wenn auch nicht in 10 vollständiger Weise. Andererseits wird ein Großteil der auf den Zwischenbereich 5 zwischen zwei Pixeln fallenden Röntgenquanten im Szintillatorsteg absorbiert und somit der Wirkungsgrad des Detektorarrays 21 verbessert. Die Tiefe der Strukturierung hängt von der Höhe des tolerablen Übersprechens 15 einerseits und von den Absorptionseigenschaften des Szintillatormaterials M andererseits ab. Ein gewisses Übersprechen ist insbesondere dann tolerierbar, falls - bei konstantem und bekanntem Übersprechen - der Übersprecheffekt in der Bildrekonstruktion bei der Computertomographie „herausgerechnet“ wird, z.B. durch einen entsprechenden Faltungskern. 20 Die Absorptionseigenschaften des Szintillatormaterials M bestimmen andererseits, wieviele Quanten in der Verbindung 8 oder dem Steg absorbiert werden. Beispielsweise werden durch einen nur $h = 0,03$ cm dicken Steg bei einem Absorptionskoeffizienten von 10 cm^{-1} schon ca. 50 % der einfallenden Röntgenquanten absorbiert. Diese Röntgenquanten tragen zum Nutzsignal bei. Damit ist der Quantenwirkungsgrad des Detektorarrays 21 gegenüber einem Detektorarray mit vollständig voneinander getrennten Pixeln erhöht. Gleichzeitig bleibt die räumliche Auflösung des Detektorarrays 21 erhalten. Insbesondere 25 bei modernen Vielschichtcomputertomographiegeräten mit vielen Trennschichten ist ein solches Detektorarray 21 von besonderem Vorteil. 30

35 **Figur 5** zeigt in schematischer Draufsicht ein zweidimensionales Detektorarray 23 nach der Erfindung. Dieses besteht beispielhaft aus 6 x 3 in drei Zeilen und sechs Spalten ange-

ordneten einzelnen Sensorelementen. Die einzelnen Sensorelemente umfassen - wie bei dem eindimensionalen Detektorarray 21 gemäß Figur 4) jeweils ein Szintillatorelement und einen zugeordneten photoelektrischen Empfänger. Beispielsweise sind 5 drei Szintillatorelemente 25, 27, 29 bezeichnet.

Das dargestellte Detektorarray 23 ist in einem (nicht explizit gezeichneten) Computertomographen derart eingebaut, dass die Zeilen in der sogenannten ϕ -Richtung (Detektorkanalrichtung) des Computertomographen ausgerichtet sind, d.h. insbesondere in Umfangsrichtung eines auf einer Gantry umlaufenden Röntgenstrahlungssenders. Die Spalten erstrecken sich in der sogenannten z-Richtung oder Patientenrichtung.

15 Bei dem zweidimensionalen Detektorarray 23 gemäß **Figur 5** ist in den Zwischenbereichen 31, die in einer der beiden Array-Dimensionen die Isolierung zwischen den Szintillatorelementen 25, 29 erzeugen, Szintillatormaterial M vorhanden. In der zweiten Dimension ist im Zwischenbereich 33 zwischen dem 20 Szintillatorelementen 25, 27 kein Szintillatormaterial M vorhanden.

25 Die vorzugsweisen und beispielhaften Ausgestaltungen, die im Zusammenhang mit dem eindimensionalen Detektorarray 21 genannt wurden, gelten analog für das zweidimensionale Detektorarray 23.

Patentansprüche

1. Detektorarray (21) zur Detektion von Röntgenstrahlung (10), mit mehreren nach Art einer Matrix oder Spalte angeordneten einzelnen Sensorelementen, die jeweils ein für Röntgenstrahlung (10) empfindliches Szintillatorelement (7) und einen mit diesem in optischem Kontakt stehenden photoelektrischen Empfänger (11) aufweisen, wobei zwischen jeweils zwei benachbarten Szintillatorelementen (7) ein die Szintillatorelemente (7) voneinander abgrenzender Zwischenbereich (5) vorhanden ist,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, d a s s im Zwischenbereich (5) Szintillatormaterial (M) vorhanden ist.

15

2. Detektorarray (21) nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, d a s s die benachbarten Szintillatorelemente (7) durch eine den Zwischenbereich (5) durchdringende Verbindung (8) aus Szintillatormaterial (M) miteinander in Verbindung stehen.

3. Detektorarray (21) nach Anspruch 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, d a s s die benachbarten Szintillatorelemente (7) und die Verbindung (8) aus einem gemeinsamen Stück Szintillatormaterial (M) gebildet sind.

4. Detektorarray (21) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei der Zwischenbereich (5) einen Isolierbereich (9) zur Verminderung eines Übersprechens zwischen den benachbarten Szintillatorelementen (7) umfaßt,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, d a s s sich der Isolierbereich (9) nur teilweise über die einander zugewandten Seiten der benachbarten Szintillatorelemente (7) erstreckt.

5. Detektorarray (21) nach einem der Ansprüche 2 bis 4, durch gekennzeichnet, dass die Höhe (h) der Verbindung (8) aus Szintillatormaterial (M) einen Wert aus dem Bereich zwischen 20% bis 50% der Höhe (H)

5 der Szintillatorelemente (7) aufweist.

6. Detektorarray (21) nach einem der Ansprüche 2 bis 5, durch gekennzeichnet, dass die Verbindung (8) aus Szintillatormaterial (M) eine Höhe (h) derart aufweist, dass das mathematische Produkt aus dieser Höhe (h) mit dem Röntgen-Absorptionskoeffizienten des Szintillatormaterials (M) einen Wert aus dem Bereich zwischen 0,15 und 0,50 aufweist.

15 7. Detektorarray (21) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, durch gekennzeichnet, dass das im Zwischenbereich (5) vorhandene Szintillatormaterial (M) auf der der Röntgen-Empfangsseite abgewandten Seite des Detektorarrays (21) angeordnet ist.

20

8. Zweidimensionales Detektorarray (23) zur Detektion von Röntgenstrahlung (10), mit mehreren in Zeilen und Spalten angeordneten einzelnen Sensorelementen, die jeweils ein für Röntgenstrahlung (10) empfindliches Szintillatorelement (25, 27, 29) und einen mit diesem in optischem Kontakt stehenden photoelektrischen Empfänger aufweisen, wobei zwischen jeweils zwei benachbarten Szintillatorelementen (25, 27, 29) ein die Szintillatorelemente (25, 27, 29) voneinander abgrenzender Zwischenbereich (31, 33) vorhanden ist,

25 27, 29) und einen mit diesem in optischem Kontakt stehenden photoelektrischen Empfänger aufweisen, wobei zwischen jeweils zwei benachbarten Szintillatorelementen (25, 27, 29) ein die Szintillatorelemente (25, 27, 29) voneinander abgrenzender Zwischenbereich (31, 33) vorhanden ist,

30 durch gekennzeichnet, dass im Zwischenbereich (31) zwischen Zeilen Szintillatormaterial (M) vorhanden ist.

35 9. Detektorarray (23) nach Anspruch 8, durch gekennzeichnet, dass der Zwischenbereich (33) zwischen Spalten frei von Szintillatormaterial (M) ist.

10. Computertomographie-Gerät mit einem Detektorarray (23) nach Anspruch 8 oder 9,
dadurch gekennzeichnet, dass die Zeilen in Umfangsrichtung (9) und die Spalten in Richtung (z) eines zu untersuchenden Patienten ausgerichtet sind.

11. Verfahren zum Betrieb eines Detektorarrays (21; 23) nach einem der Ansprüche 1 bis 9,
dadurch gekennzeichnet, dass ein 10 Übersprechen, das von dem im Zwischenbereich (5; 31) vorhandenen Szintillatormaterial (M) verursacht ist, bei einer der Detektion der Röntgenstrahlung (10) nachfolgenden Bildberechnung oder Bildauswertung berücksichtigt wird.

15 12. Herstellungsverfahren für ein Detektorarray (21; 23) zur Detektion von Röntgenstrahlung (10), insbesondere für ein Detektorarray (21; 23) nach einem der Ansprüche 1 bis 9,
wobei in eine Schicht (1) aus für Röntgenstrahlung (10) empfindlichem Szintillatormaterial (M) Trennkanäle (3) eingebracht werden ohne dabei die Schicht (1) vollständig zu durchtrennen,
wobei durch die Trennkanäle (3) voneinander abgegrenzte Szintillatorelemente (7) mit jeweils einem photoelektrischen Empfänger (11) in Kontakt gebracht sind oder werden.

25 13. Herstellungsverfahren nach Anspruch 12,
wobei in die Trennkanäle (3) ein Reflektor- und/ oder Absorbermaterial (R) für Licht eingebracht wird.

Zusammenfassung

Röntgendetektorarray und Verfahren zu seiner Herstellung

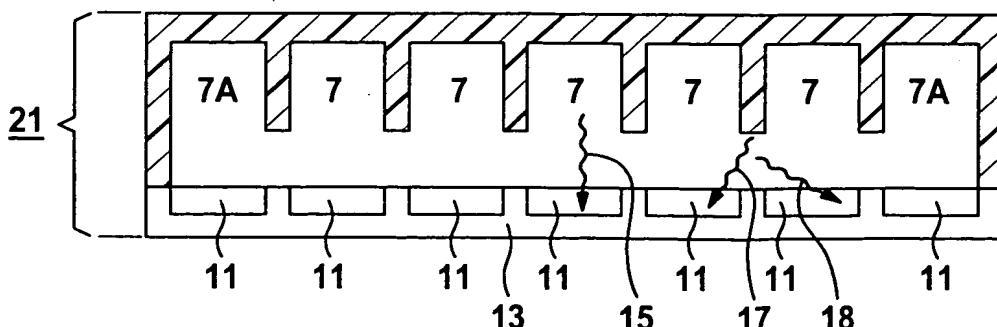
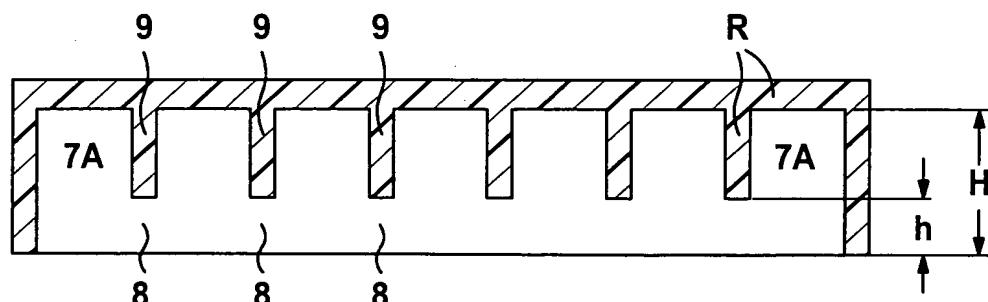
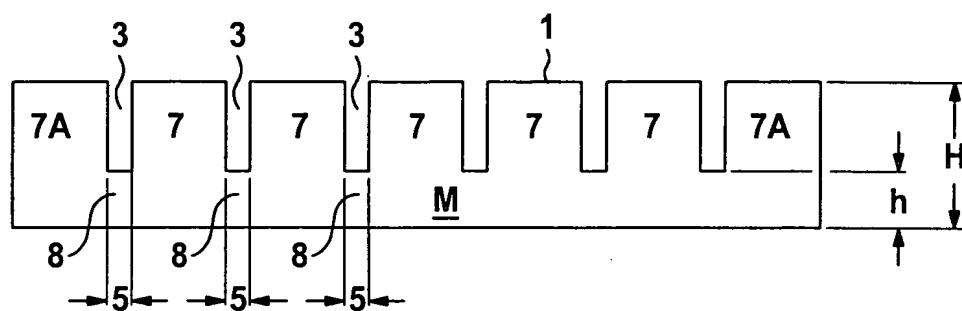
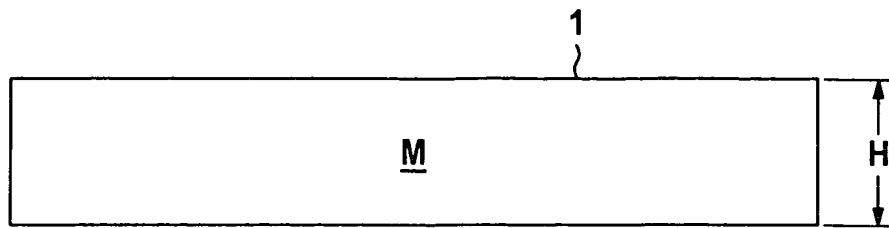
5 Ein Detektorarray (21) zur Detektion von Röntgenstrahlung (10) weist mehrere Sensorelemente auf, die jeweils ein für Röntgenstrahlung (10) empfindliches Szintillatorelement (7) und einem mit diesem in optischem Kontakt stehenden photo-elektrischen Empfänger (11) aufweisen. Zwischen zwei benachbarten Szintillatorelementen (7) ist ein die Szintillatorelemente (7) voneinander abgrenzender Zwischenbereich (5) vorhanden. Das Detektorarray (21) zeichnet sich dadurch aus, dass im Zwischenbereich (5) Szintillatormaterial (M) vorhanden ist. Bei einem Herstellungsverfahren für ein Detektorarray (21) zur Detektion von Röntgenstrahlung (10) werden in eine Schicht (1) aus die Röntgenstrahlung (10) empfindlichem Szintillatormaterial (M) Trennkanäle (3) eingebracht, ohne dabei die Schicht (1) vollständig zu durchtrennen.

20 FIG 4

200101216

22.01.00

1/2



200101216

22.01.00

2/2

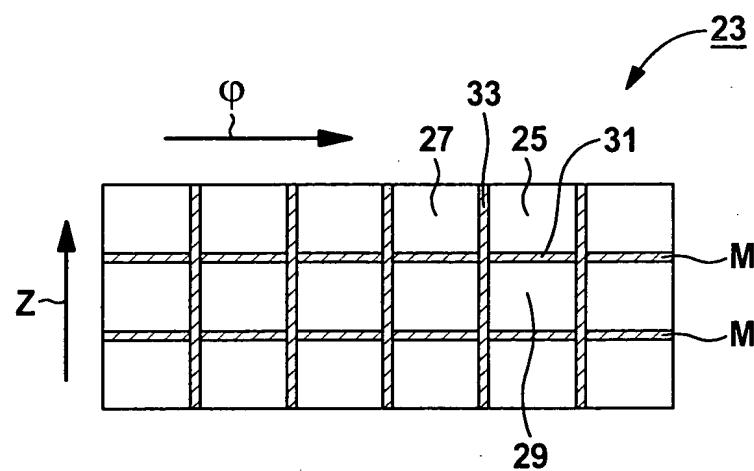


FIG 5